

(19) Japan Patent Office (JP)  
(12) Official Gazette for Kokai Patent Publication (A)  
(11) Kokai Patent Publication No: 62-19703  
(43) Kokai Publication Date: August 31, 1987  
(51) Int. Cl.<sup>4</sup>: A 61N 1/40 A 61 N 5/02

Identification Code:

Internal file number: 7242-4C 7305-4C

Examination Request Status: Not yet requested

Number of Claims: 1 (6 pages total)

(54) Title of the Invention Hyperthermia Apparatus

(21) Application Filing No: 61-37375

(22) Application Filing Date: February 24, 1986

(72) Inventor: Hiroshi Kanei

5-13-2, minamizawa, Higashikurume

(72) Inventor: Satoru Aida

c/o Toshiba Research & Development Center

1, komukai-Toshiba-cho, Saiwai-ku, Kawasaki

(71) Applicant: Toshiba Corporation

72, horikawa-cho Saiwai-ku Kawasaki

(74) Attorney:

Kensuke Norichika, Patent Attorney (one another)

## Specification

### 1. Title of the Invention

#### HYPERTHERMIA APPARATUS

### 2. Scope of Claims for Patent

1. A hyperthermia apparatus for giving heat treatment by an electromagnetic wave to a living body, comprising:

a pair of heating coils disposed substantially in a same plane in such a manner as to interpose the living body therebetween;

means for supplying high-frequency power to the coils; and

means for cooling a surface of the living body.

2. The hyperthermia apparatus according to claim 1, further comprising a plurality of auxiliary coils for magnetic field change to which high-frequency power is supplied, the auxiliary coils for magnetic field change being disposed in a same plane as the pair of heating coils.

3. The hyperthermia apparatus according to claim 1, wherein the heating coils are arched.

4. The hyperthermia apparatus according to claim 1, wherein the pair of heating coils has an identical shape.

5. The hyperthermia apparatus according to claim 1, wherein the pair of heating coils each has a different shape.

6. The hyperthermia apparatus according to claim 1 or 2, wherein a supplied high frequency ranges from 1 to 100 MHz.

7. The hyperthermia apparatus according to claim 1, wherein means for supplying high-frequency power supplies power evenly to the pair

of heating coils.

8. The hyperthermia apparatus according to claim 1, wherein the means for supplying high-frequency power is capable of changing a rate of supply power to the pair of heating coils.

9. The hyperthermia apparatus according to claim 1, wherein the means for supplying high-frequency power is capable of changing all power.

10. The hyperthermia apparatus according to claim 1, wherein the cooling means is a pad for circulating cooling water placed between the heating coils and the living body.

11. The hyperthermia apparatus according to claim 1, wherein the cooling means is space opened between the heating coils and the living body so as to allow air to pass through.

### 3. Detailed Description of the Invention

#### [Technical Field of the Invention]

The present invention relates to a hyperthermia apparatus for treating a tumor by heating a living body using electromagnetic waves.

#### [Technical Background of the Invention and its Problems]

Regarding treatment methods for malignant neoplasms, or so-called cancers, multidisciplinary therapies such as surgical therapy, chemotherapy, radiation therapy and immunotherapy have conventionally been performed. In addition to these treatment methods, recent interest has focused on hyperthermia (thermotherapy). This treatment method performs treatment by heating utilizing the fact that the lethal temperature of a tumor cell is lower than that of a normal cell. This is a noninvasive method,

and therefore is considered to be very effective for treatment for the unresectable focus. There are many kinds of heating methods of hyperthermia. For example, there is microwave heating using a high-frequency electromagnetic field of several hundreds of megahertz or more. The principle of the heating is Joule heating due to the resistance loss in a living body. In general, the higher the frequency is, the more the depth reaching performance of an electromagnetic wave deteriorates. At a high frequency such as a microwave, a heating area is restricted to the immediate vicinity of an applicator. Accordingly, the object tumor is a superficial one close to the body surface.

The method using a low-frequency radio frequency (from several megahertz to several tens of megahertz) includes two kinds; dielectric heating and inductive heating. As shown in Fig. 9, dielectric heating is a method of interposing a living body between two (or more) electrodes and heating it using Joule heat of a current flowing between the electrodes. With this method, a current flows across fat, which has low conductivity, and therefore the temperature rise in a fat portion is remarkable to restrict incident power. Further, a current diffuses and flows inside the body. It is therefore difficult to raise the temperature in the depth inside the body. On the other hand, inductive heating is a method of adding an alternating field into a living body and heating it using an eddy current induced by the addition. Its conventional examples include two kinds of methods as shown in Figs. 10 and 11. With a method of putting a living body in a coil as shown in Fig. 10, a magnetic flux penetrates to a relatively deep portion of the living body. However, a large amount of eddy current flows near the body surface,

and therefore it is also difficult to heat a portion in the depth. Fig. 12 shows the magnetic flux distribution and the heating energy distribution in the case of winding a coil around a uniform cylinder and heating, as the simplest case. The horizontal axis indicates the distance from the center. It is shown that the heating energy is proportional to the square of the distance from the center, and the temperature rise is remarkable in the periphery. With a method of placing a coil in parallel to the body surface as shown in Fig. 11, a magnetic flux does not deeply penetrate into the living body, and therefore the body surface is intensively heated. As an idea of locally heating the deep portion inside the body using the principle of inductive heating, a method in which a cylindrical high temperature area 131 is created by producing beam-shaped magnetic fields in the opposite directions, and only part of the body is heated by rotating the position of the coil not to miss the object area is proposed (Terutaka Ueno et al., The Institute of Electrical Engineers of Japan, Magnetics workshop, document MAG-85-38, 1985).

However, it is technically difficult to produce beam-shaped magnetic fields in the opposite directions in close vicinity to each other, and further the operation becomes very complicated because a coil outside the body needs to rotate and scan the object (cancer).

As described above, many hyperthermia apparatuses are conceivable; however, any one of them is restricted to treatment for superficial tumors in the vicinity of an applicator. However, tumors that are currently problematic because of their high mortality rates are deep organ cancers such as a liver cancer and a lung cancer. Development of a

hyperthermia apparatus capable of effectively heating them is desired.

#### [Object of the Invention]

An object of the present invention is to provide a hyperthermia apparatus capable of heating a portion in the depth inside the body.

#### [Summary of the Invention]

To achieve the foregoing object of the invention, two coils for inductive heating of a living body are disposed such that faces formed by the coils are positioned substantially in the same plane, a living body is interposed between them, and high-frequency currents in opposite directions are supplied to the coils. At this point, power supplied to the two coils can be independently varied. Also, a plurality of auxiliary coils for magnetic field change may be placed in the vicinity of the foregoing coils.

The principle of the invention is described referring to the drawings. As shown in Fig. 14, a living body 1 is interposed between two coils 141 and 142, and when high-frequency currents are passed in the directions of the arrows in the drawing, the magnetic fields on the line A-A' are as shown in a graph positioned below in the drawing. This is obtained by superpositioning magnetic fields produced by each coil, and the vertical axis indicates the magnetic flux density downward of the page space.

At this point, electromotive force  $\vec{E}$  expressed by Maxwell's equation is produced inside the living body, and inductive currents are produced in the direction of canceling the magnetic field.

$$\text{rot } \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t}$$

In this case, the produced currents are eddy currents as indicated by reference numerals 143 and 144 in the drawing. Heat is generated by Joule heat due to the eddy currents and the resistance of the living body, and therefore its energy distribution is proportional to the square of the current density. Fig. 15 shows the absorbed energy distribution calculated for a homogenous model. Numerals 1 to 7 represent intensities, and 1 represents the greatest intensity. As the numeral becomes larger, the energy becomes a half. As apparent from this drawing, the most heated portion is the vicinity of coils, but partial temperature rise is seen at the center of the living body (diagonal line portion).

Qualitatively described, it is considered that this is because eddy currents in the opposite directions produced on both sides are superposed at the center to increase the current density.

Accordingly, it is considered to be possible to selectively heat a part inside the living body by cooling high temperature portions in the vicinity of the coils. The current density inside the living body can be controlled by the magnetic field. By deforming the magnetic field by changing the positions and sizes of both coils and the balance between the currents, and placing other auxiliary coils, the positions of heated portions can be changed and temperature rise in the vicinity of coils can be suppressed.

#### [Effects of the Invention]

According to the invention, unlike conventional heating, a portion with more absorbed energy than that in the surroundings can be made in any area at the depth of the living body. Heating can be effectively performed for deep organ cancers (such as a liver cancer and a lung cancer)

for which treatment effects have conventionally not been obtained.

#### [Embodiments of the Invention]

Fig. 1 shows the configuration of a hyperthermia apparatus according to one embodiment of the invention. A pair of coils 2 and 3 are disposed to sandwich a living body 1, or an object of heating. Faces formed by the coils at this point are disposed to be positioned substantially in the same plane. The coils 2 and 3 are driven by the same oscillator 6, and the same power is supplied to them by two amplifiers 4 and 5 that are in synchronization with each other. Here, a frequency on the order of 1 to 100 MHz is used. Matching circuits (not shown) for impedance matching are integrated in the amplifiers 4 and 5. In the drawing, arrows on the coils indicate the directions of currents at some time. Now, the currents flow just in opposite directions. At this point, eddy currents (broken lines in the drawing) as described in Summary of the Invention pass through the living body 1, and large portions of absorbed energy are generated in diagonal line portions 21, 22 and 23 of Fig. 2. Here, the high temperature portions 21 and 23 in the vicinity of the coils are not only unnecessary but also can cause side effects such as burns. Therefore cooling pads 7 are provided between the coils 2 and 3 and the living body 1 to suppress fever of body surface portions.

Use of a coil 32, which is obtained by uniting the coils 2 and 3 of Fig. 1, as a modification of the present embodiment as shown in Fig. 3 makes it possible to obtain the same effect as in the present embodiment, with one amplifier 33 and an oscillator 34.

With the same configuration as in the foregoing embodiment of Fig. 1, a power balance between two coils is varied by attenuators (not shown) integrated in the two amplifiers 4 and 5, so that the heating pattern in the living body 1 can be changed. For example, the distribution of absorbed energy when the output of the amplifier 4 is reduced is as shown in Fig. 4. The high temperature portion in the depth can be shifted to the side of the coil 2.

Another embodiment of the invention is shown in Fig. 5. Unlike the foregoing embodiment, widths  $w$  and  $w'$  of two coils 52 and 53 are different. Therefore, even when amplifiers 54 and 55 for supplying power to them are driven by the same power, there is a difference in intensity in magnetic fields produced in a living body. Accordingly substantially the same absorbed energy distribution as shown in Fig. 4 can be obtained. Of course, this holds true if one side of the coil 32 of Fig. 3 is smaller.

Another embodiment of the invention is shown in Fig. 6. In this embodiment, the positions of coils are disposed to be displaced toward one side of the living body 1. The inner power absorption distribution can therefore be deformed as in diagonal line portions in the drawing. This is considered to be suitable for depth heating of an area other than the center in the body. Arrangement as in Fig. 7 can be thought of as a more extreme example of this embodiment.

Still another embodiment of the invention is shown in Fig. 8. In the present embodiment, the living body 1 is interposed between coils 81 and 82 just as shown in Fig. 1 (an oscillator and amplifiers are not shown). In addition, auxiliary coils 83 and 84 for magnetic field distortion are disposed

between the coils 81 and 82 and a living body. The currents of coils flow in the directions of arrows, and the auxiliary coils 83 and 84 act to cancel magnetic fields caused by the coils 81 and 82 in the vicinity of the coils inside the living body. Thus, magnetic fluxes near the surface of the living body can be reduced to suppress heating of the surface. Also, the auxiliary coils 83 and 84 can be disposed inside the coils 81 and 82.

#### 4. Brief Description of the Drawings

Fig. 1 shows the configuration of one embodiment of the invention, Fig. 2 shows the distribution of absorbed energy of a living body in the embodiment, Fig. 3 shows the configuration of another embodiment of the invention, Fig. 4 shows the distribution of absorbed energy of a living body in the same embodiment, Figs. 5 to 8 each show still another embodiment of the invention, Figs. 9 to 13 are views each for explaining a conventional apparatus, and Figs. 14 and 15 are views each for explaining the principle of the invention.

#### [Description of the Reference Numerals]

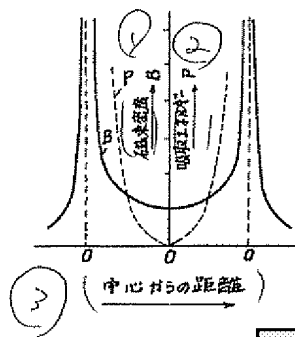
- 1    living body
- 2, 3, 32, 52, 53, 81, 82    heating coil
- 83, 84    auxiliary coil for magnetic field change
- 4, 5, 33, 54, 55    amplifier
- 6, 34, 56    oscillator

Fig. 12

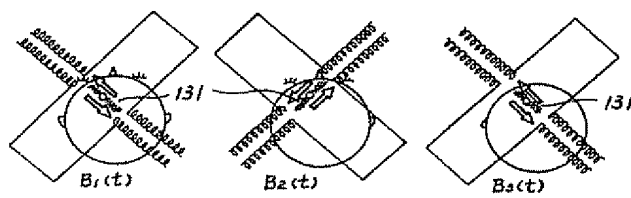
1. MAGNETIC FLUX DENSITY
2. ABSORBED ENERGY
3. DISTANCE FROM CENTER

Fig. 14

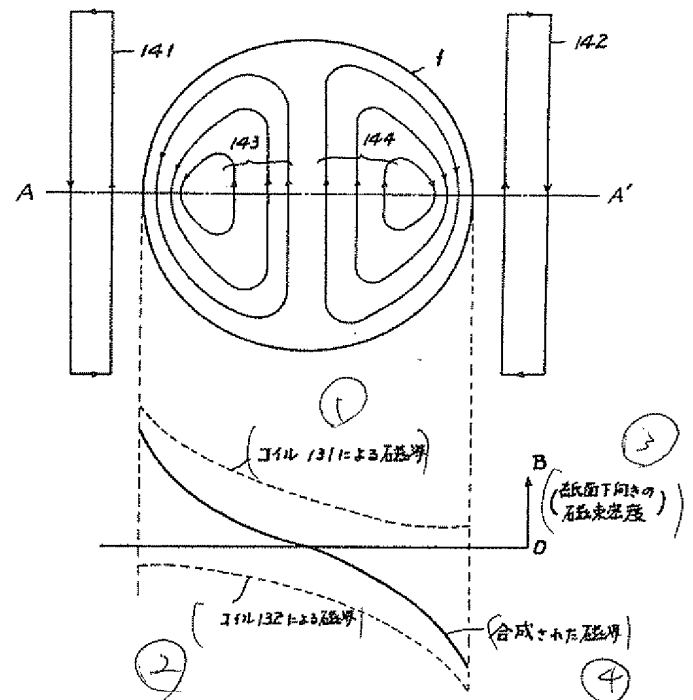
1. MAGNETIC FIELD BY COIL 131
2. MAGNETIC FIELD BY COIL 132
3. MAGNETIC FLUX DENSITY DOWNWARD OF PAGE SPACE
4. COMBINED MAGNETIC FIELD



第 12 図 Figure 12

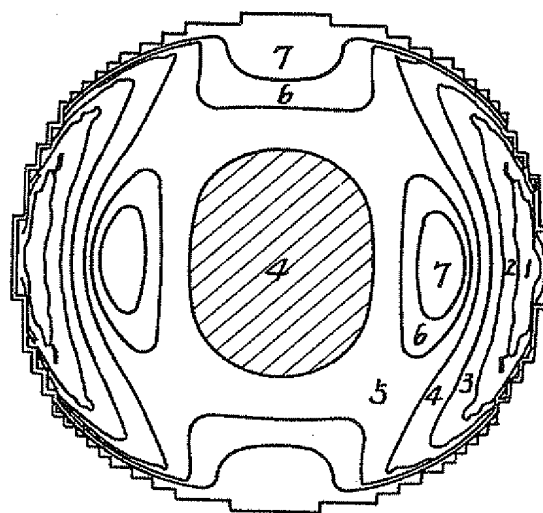


第 13 図



第 14 図

Figure 14



第 15 図

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

昭62-197073

⑮ Int. Cl.<sup>4</sup>

識別記号

庁内整理番号

⑬ 公開 昭和62年(1987)8月31日

A 61 N 1/40  
// A 61 N 5/02

7242-4C  
7305-4C

審査請求 未請求 発明の数 1 (全6頁)

⑭ 発明の名称 ハイパーサーミア装置

⑰ 特 願 昭61-37375

⑱ 出 願 昭61(1986)2月24日

⑲ 発 明 者 金 井 寛 東久留米市南沢5-13-2

⑲ 発 明 者 相 田 聡 川崎市幸区小向東芝町1 株式会社東芝総合研究所内

⑲ 出 願 人 株 式 会 社 東 芝 川崎市幸区堀川町72番地

⑲ 代 理 人 弁理士 則近 憲佑 外1名

明 細 書

1. 発明の名称

ハイパーサーミア装置

2. 特許請求の範囲

(1) 生体を電磁波により加<sup>温</sup>温治療するハイパーサーミア装置において、ほぼ同一平面上で生体をはさむように配置された1対の加温用コイルと、該コイルに高周波電力を供給する手段と、生体表面を冷却する手段とからなる事を特徴とするハイパーサーミア装置。

(2) 1対の加温用コイルと同一平面上に高周波電力が供給される複数の磁場変更用補助コイルを有する事を特徴とする特許請求の範囲第1項記載のハイパーサーミア装置。

(3) 加温用コイルが弓形である事を特徴とする特許請求の範囲第1項記載のハイパーサーミア装置。

(4) 1対の加温用コイルの形状が同一である事を特徴とする特許請求の範囲第1項記載のハイパーサーミア装置。

(5) 1対の加温用コイルの形状が、それぞれ異な

る事を特徴とする特許請求の範囲第1項記載のハイパーサーミア装置。

(6) 供給される高周波が1~100MHzである事を特徴とする特許請求の範囲第1項又は第2項記載のハイパーサーミア装置。

(7) 高周波電力を供給する手段は、1対の加温用コイルに均等に電力供給する事を特徴とする特許請求の範囲第1項記載のハイパーサーミア装置。

(8) 高周波電力を供給する手段は、1対の加温用コイルへの供給電力の割合を変更できる事を特徴とする特許請求の範囲第1項記載のハイパーサーミア装置。

(9) 高周波電力を供給する手段は、全電力を変更できる事を特徴とする特許請求の範囲第1項記載のハイパーサーミア装置。

(10) 冷却手段は、前記加温用コイルと生体の間に置かれた冷却水を循環するパッドである事を特徴とする特許請求の範囲第1項記載のハイパーサーミア装置。

(11) 冷却手段は、空気が通過できるように、前記

加温用コイルと生体間に開けられた空隙である事を特徴とする特許請求の範囲第1項記載のハイパーサーミア装置。

### 3. 発明の詳細な説明

#### 〔発明の技術分野〕

本発明は、電磁波を用い生体を加温する事により、腫瘍を治療するハイパーサーミア装置に関する。

#### 〔発明の技術的背景とその問題点〕

悪性新生物、いわゆる癌の治療法については、従来より外科療法、化学療法、放射線療法および免疫療法等の集学的療法が実施されているが、これらの治療法に加えて最近、ハイパーサーミア（温熱療法）が注目されている。この治療法は、致死温度が正常細胞の腫瘍細胞のそれに比べ低い事を利用して加温により治療を行なうもので、非観血的な方法である事から、切除不可能な病巣の治療に極めて有効と考えられている。一口にハイパーサーミアと言っても、その加温方法には多くの種類がある。たとえば、数百MHz以上の高周波電磁界を用いるマイク

ロ波加温がある。加温原理は生体内の抵抗損失によるジュール発熱である。一般に電磁波の深部到達性は周波数が高くなるほど劣化するため、マイクロ波のような高周波では加温領域は、アプリケーションのごく近傍に限定される。したがって対象腫瘍は体表に近い浅在性のものになる。

また、低周波のRF（数～数十MHz）波を用いた方法に誘電加温と誘導加温の2種類がある。誘電加温は第9図に示すように、2枚（又はそれ以上）の電極で生体を挟み、その間に流れる電流のジュール熱で加温する方法である。この方法では電流が導電率の低い脂肪を横切って流れるため、脂肪部分での温度上昇が顕著となり入射パワーが制限される。また、体内では電流が拡散して流れる事もあり、体内深部の温度を上昇させる事が困難である。それに対して誘導加温は生体に交番磁界を加え、それにより誘導される渦電流によって加温する方法である。従来例としては第10、11図に示すような2種の方法がある。コイル内に生体を入れる第10図のような方法は磁束は比較的深部

まで入るが、渦電流が体表近くに多く流れるためやはり深部を加温する事は困難である。第12図に最も簡単な場合として均質円柱にコイルを巻いて加温した場合の磁束分布と発熱エネルギー分布を示す。横軸は中心からの距離である。発熱エネルギーは中心からの距離の二乗に比例しており、周辺部の加温が著しい事が判る。また第11図のように体表に平行にコイルを置く方法では、磁束が生体内に深く入らないので体表が集中的に加温される。この誘導加温の原理を用い、体内深部を局所的に加温しようというアイデアとしては、第13図に示すように反対方向のビーム状の磁場を体内に作る事により円柱状の高温部位131を発生させ、対象部位を外さないようにコイルの位置を回転する事により、一部分だけを加温する方法が提案されている。（上野照剛他、電気学会マグネテックス研究会 資料MAG-85-38, 1985）

しかし、逆方向のビーム状磁場を近接させて発生させる事が技術的に困難であると同時に、体外のコイルを対象（癌）に対し回転走査しなければ

ならないため、動作が非常に煩雑になる。

以上のように多くのハイパーサーミア装置が考えられるが、いずれもアプリケーションに近接した浅在性の腫瘍の治療に限定される。しかし現在死亡率が高く特に問題となっているのは、肝癌、肺癌等の深部臓器癌であり、これらを効果的に加温できるハイパーサーミア装置の開発が望まれている。

#### 〔発明の目的〕

本発明の目的は、体内深部を有効に加温し得るハイパーサーミア装置を提供する事にある。

#### 〔発明の概要〕

本発明は上記の目的を達成するため、生体を誘導加温するための2つのコイルを、それぞれのコイルが作る面がほぼ同一平面上となるように配置し、その間に生体を挟み込み各々のコイルには逆方向に高周波電流を供給する事を特徴とする。この時、2つのコイルに供給する電力は独立に変化させ得る。また、複数の磁場変更補助コイルを上記コイルの近傍に設置する事も特徴とする。

本発明の原理を図を使って説明する。第14図

に示すように、生体1を2つのコイル141, 142で挟み、図中矢印の方向に高周波電流を流すと、A-A'線上の磁界は図下のグラフのようになる。これはそれぞれのコイルによる磁界の重ね合せにより得られ、縦軸は紙面下向きの磁束密度を示す。

この時、生体内にはマックスウェルの方程式

$$\text{rot } \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t}$$

で示される起電力 $\vec{E}$ が生じ、磁界を打ち消す方向に誘導電流が発生する。この場合、図中143, 144に示すような渦電流となる。発熱はこの渦電流と生体の抵抗によるジュール熱で発生するため、そのエネルギー分布は電流密度の2乗の分布に比例する事になる。第15図に、均質モデルについて計算した吸収エネルギー分布を示す。1~7の数字は強度を表わし、1が最も大きく、数字が増すにつれエネルギーは $\frac{1}{2}$ になる。この図から判るように、最も加温される部分はコイル近傍であるが、生体中央にも部分的な温度上昇が見られる(斜線部)。

ように1対のコイル2, 3が配置される。この時それぞれのコイルが作る面はほぼ同一平面上に位置するように置かれている。それぞれのコイル2, 3は同一の発振器6で駆動され同期のとれた2つのアンプ4, 5により同一のパワーが供給される。ここで周波数は、1~100MHz程度が用いられる。また、アンプ4, 5内にはインピーダンス整合をとるためのマッチング回路(図示せず)が内蔵されている。図中、コイル上の矢印はある時刻の電流の向きを示しており、ちょうど逆方向に流れている。この時生体1内には、発明の概要で説明したような渦電流(図中破線)が流れ、吸収エネルギーの大きな部分が第2図の斜線部21, 22, 23に発生する。ここでコイル近傍の高温部21, 23は不要であるだけでなく、やけど等の副作用も考えられるため、コイル2, 3と生体1間に冷却用パッド7を入れ、体表部の発熱を抑えている。

本実施例の変形例として、第3図に示すように第1図のコイル2, 3を1つにしたコイル32を用いれば、1つのアンプ33及び発振器34にて同様

これを定性的に説明すると、両側に発生した逆向きの渦電流が中央で重畳され、電流密度が上昇するためと考えられる。

したがって、コイル近傍の高温部を冷却する事により、生体内の一部分を選択的に加温する事が可能だと考えられる。また、生体内の電流密度は磁界により制御できるため、両コイルの位置や、サイズ、電流のバランスを変化させたり、他の補助コイルを配置させたりして、磁界を変形させる事により、加温部の位置の変更やコイル近傍の温度上昇の抑制も可能となる。

#### [発明の効果]

本発明によれば、従来の加温と異なり生体深部の任意の部位に、周囲より吸収エネルギーの多い部分を作る事が可能となるため、従来、治療効果の上がらなかった深部臓器癌(肝癌、肺癌等)を有効に加温する事が出来る。

#### [発明の実施例]

第1図に本発明に係るハイパーサーミア装置の構成を示す。加温される対象である生体1を挟む

の効果を得る事が可能である。

また、前記第1図の実施例と同じ構成において2つのアンプ4, 5<sup>に内蔵</sup>のアッテネータ(図示せず)により、2つのコイルのパワーバランスを変え、生体1内の加温パターンを変更する事が出来る。例えば、アンプ4の出力を絞った場合の吸収エネルギー分布は第4図のようになり、深部の高温部をコイル2側に偏移させ得る。

本発明の他の実施例を第5図に示す。前述の実施例とは異なり、2つのコイル52, 53の幅W, W'が異っている。このためそれぞれに電力を供給するアンプ54, 55が同一のパワーで駆動されていても、生体内に発生される磁界の強さに差が出来るため、第4図に示したものとほぼ同様の吸収エネルギー分布を得る事が出来る。これはもちろん第3図のコイル32の片側が狭くなった場合とも同様である。

また、本発明の他の実施例を第6図に示す。この実施例ではコイルの位置が生体1に対し片側に偏って配置されている。このため内部の電力吸収

分布は図中斜線部のように変形でき、体内で中心以外の部位の深部加温に適していると考えられる。この実施例のより極端な例としては第7図のような配置が考えられる。

本発明の更に他の実施例を第8図に示す。本実施例では、第1図に示したものと同様にコイル81,82が生体1をはさんでいる(発振器、アンプは図示せず)。そして、その他にコイル81,82と生体との間に磁場変形用の補助コイル83,84が配置してある。それぞれのコイルの電流は矢印の方向に流れており、補助コイル83,84は生体内コイル近傍でコイル81,82によって生じる磁界を打ち消すように作用する。このように生体表面近くでの磁束を減少させ、表面の加熱を抑制する事ができる。また、この補助コイル83,84はコイル81,82の内部に置く事も可能である。

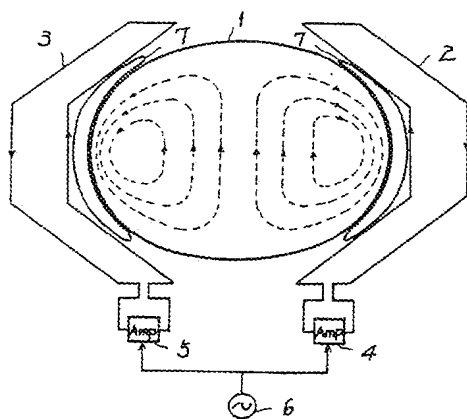
#### 4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の一実施例の構成を示す図、第2図は同実施例における生体の吸収エネルギー分布を示す図、第3図は本発明の他の実施例の構成

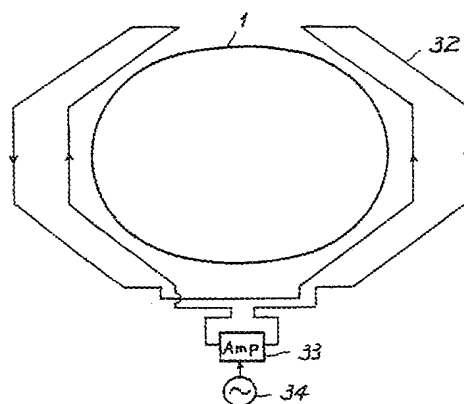
を示す図、第4図は同実施例における生体の吸収エネルギー分布を示す図、第5図乃至第8図はそれぞれ本発明の更に他の実施例を示す図、第9図乃至第13図はそれぞれ従来の装置を説明するための図、第14図および第15図はそれぞれ本発明の原理を説明するための図である。

1…生体、2,3,32,52,53,81,82…加温用コイル、83,84…磁場変形用補助コイル、4,5,33,54,55…アンプ、6,34,56…発振器。

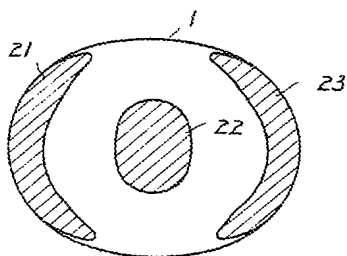
代理人弁理士 則 近 憲 佑  
" 竹 花 喜久男



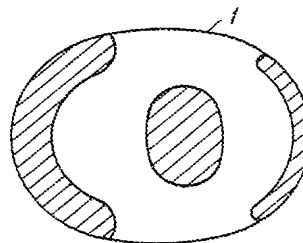
第 1 図



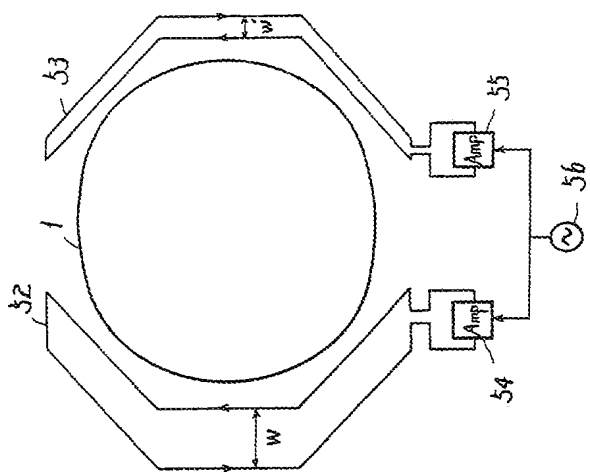
第 3 図



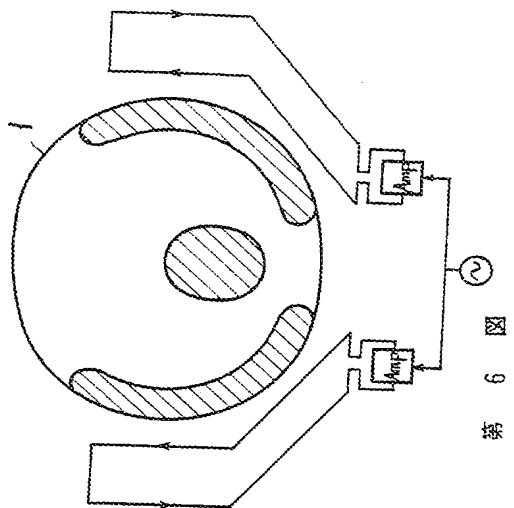
第 2 図



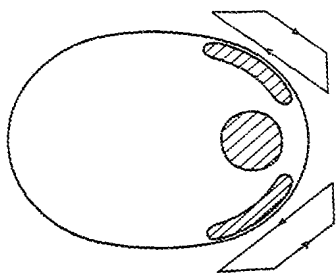
第 4 図



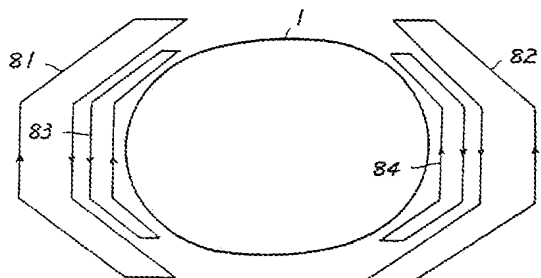
第 5 図



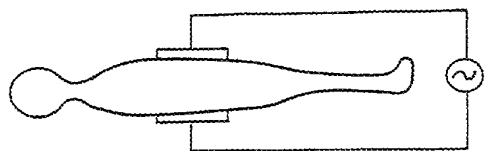
第 6 図



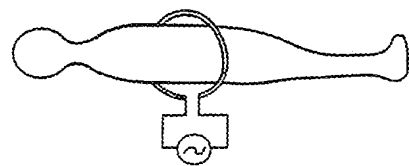
第 7 図



第 8 図



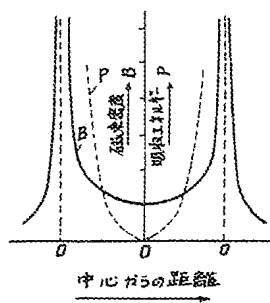
第 9 図



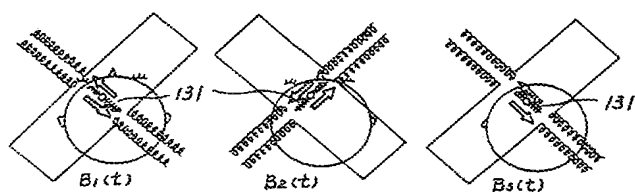
第 10 図



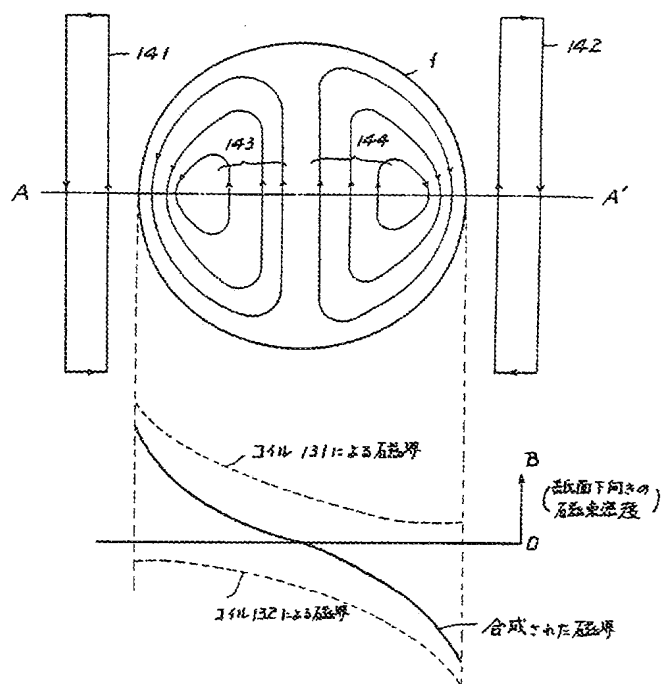
第 11 図



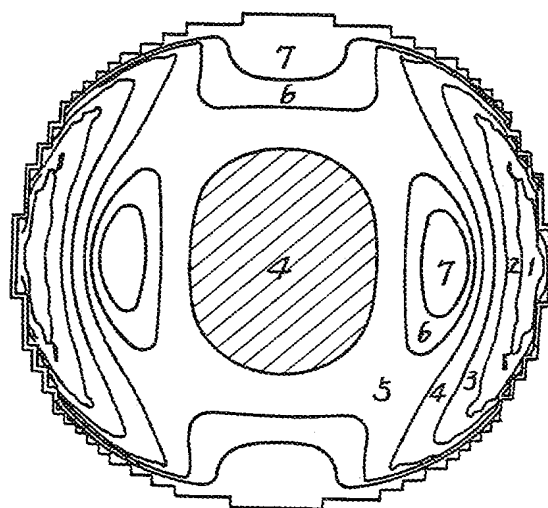
第 12 図



第 13 図



第 14 図



第 15 図

## Shigemi Uemori (Keisen)

---

**From:** Shigemi Uemori (Keisen) [suemori@keisenassociates.com]  
**Sent:** Tuesday, February 24, 2009 8:17 AM  
**To:** 'Megumi Onose (Keisen Associates)'; 'Mariko Schon'; 'Ai Hirota'  
**Cc:** 'Taro Yaguchi'; 'Yoshiyuki Sasaki'; 'ksekiguchi@keisenassociates.com'; 'Makoto Izawa (Keisen)'; 'Aiko Alexander'; 'Toyomi Ohara'; 'Hayato TAKAHASHI'; 'Mayumi Akaki'; 'Sayuri Nishio'  
**Subject:** RE: Y05B066(ニューロネティクス・・・)拒絶理由通知書のご送付

小野瀬さま  
お疲れさまです。  
下記ご連絡ありがとうございます。  
この件はまりこさんですが、速報は今回のみ私がやりますので、次回からはまりこさんでお願いします。

上森

**Shigemi U. Garbo**  
<mailto:suemori@keisenassociates.com>

**Tokyo:**  
**Keisen Associates**  
Ichibancho Central Bldg., Suite #801  
22-1 Ichibancho, Chiyoda, Tokyo 102-0082  
Tel: +81-3-3230-1244 Fax: +81-3-3230-1245  
**Philadelphia:**  
**Omori & Yaguchi USA LLC**  
Eight Penn Center, Suite #1300,  
1628 John F. Kennedy Blvd.  
Philadelphia, PA 19103, U.S.A.  
Tel: +1-215-701-6349 Fax: +1-215-751-0192



[www.keisenassociates.com](http://www.keisenassociates.com)

\*This message (including any attachments) contains confidential information intended for a specific individual and purpose, and is protected by law. If you are not the intended recipient, you should delete this message and are hereby notified that any disclosure, copying, or distribution of this message, or the taking of any action based on it, is strictly prohibited.

---

**From:** Megumi Onose (Keisen Associates) [mailto:monose@keisenassociates.com]  
**Sent:** Tuesday, February 24, 2009 12:59 AM  
**To:** 'Mariko Schon'; 'Ai Hirota'; 'Shigemi Uemori (Keisen)'  
**Cc:** 'Taro Yaguchi'; 'Yoshiyuki Sasaki'; 'ksekiguchi@keisenassociates.com'; 'Makoto Izawa (Keisen)'; 'Aiko Alexander'; 'Toyomi Ohara'; 'Hayato TAKAHASHI'; 'Mayumi Akaki'; 'Sayuri Nishio'  
**Subject:** Y05B066(ニューロネティクス・・・)拒絶理由通知書のご送付

麻里子様 茂美様 愛様

お疲れ様です。

標記の件に関しまして、本日(2/24)、特許庁より「拒絶理由通知書」を受領いたしましたので、ご報告いたします。  
応答期限は、2009年5月25日(月)となっております。  
引例1及び2は、すでに取得してございます。

Share の案件フォルダ内、「拒絶理由」フォルダに保存してございますので、ご確認ください。

以上、宜しくお願いいたします。

小野瀬

## Shigemi Uemori (Keisen)

---

**From:** Shigemi Uemori (Keisen) [suemori@keisenassociates.com]  
**Sent:** Tuesday, February 24, 2009 8:17 AM  
**To:** 'Megumi Onose (Keisen Associates)'; 'Mariko Schon'; 'Ai Hirota'  
**Cc:** 'Taro Yaguchi'; 'Yoshiyuki Sasaki'; 'ksekiguchi@keisenassociates.com'; 'Makoto Izawa (Keisen)'; 'Aiko Alexander'; 'Toyomi Ohara'; 'Hayato TAKAHASHI'; 'Mayumi Akaki'; 'Sayuri Nishio'  
**Subject:** RE: Y05B066(ニューロネティクス・・・)拒絶理由通知書のご送付

小野瀬さま

お疲れさまです。

下記ご連絡ありがとうございます。

この件はまりこさんですが、速報は今回のみ私がやりますので、次回からはまりこさんでお願いします。

上森

**Shigemi U. Garbo**

<mailto:suemori@keisenassociates.com>

**Tokyo:**

**Keisen Associates**

Ichibancho Central Bldg., Suite #801  
22-1 Ichibancho, Chiyoda, Tokyo 102-0082  
Tel: +81-3-3230-1244 Fax: +81-3-3230-1245

**Philadelphia:**

**Omori & Yaguchi USA LLC**

Eight Penn Center, Suite #1300,  
1628 John F. Kennedy Blvd.  
Philadelphia, PA 19103, U.S.A.  
Tel: +1-215-701-6349 Fax: +1-215-751-0192



[www.keisenassociates.com](http://www.keisenassociates.com)

\*This message (including any attachments) contains confidential information intended for a specific individual and purpose, and is protected by law. If you are not the intended recipient, you should delete this message and are hereby notified that any disclosure, copying, or distribution of this message, or the taking of any action based on it, is strictly prohibited.

---

**From:** Megumi Onose (Keisen Associates) [mailto:monose@keisenassociates.com]  
**Sent:** Tuesday, February 24, 2009 12:59 AM  
**To:** 'Mariko Schon'; 'Ai Hirota'; 'Shigemi Uemori (Keisen)'  
**Cc:** 'Taro Yaguchi'; 'Yoshiyuki Sasaki'; 'ksekiguchi@keisenassociates.com'; 'Makoto Izawa (Keisen)'; 'Aiko Alexander'; 'Toyomi Ohara'; 'Hayato TAKAHASHI'; 'Mayumi Akaki'; 'Sayuri Nishio'  
**Subject:** Y05B066(ニューロネティクス・・・)拒絶理由通知書のご送付

麻里子様 茂美様 愛様

お疲れ様です。

標記の件に関しまして、本日(2/24)、特許庁より「拒絶理由通知書」を受領いたしましたので、ご報告いたします。  
応答期限は、2009年5月25日(月)となっております。  
引例1及び2は、すでに取得してございます。

Share の案件フォルダ内、「拒絶理由」フォルダに保存してございますので、ご確認ください。

以上、宜しくお願いいたします。

小野瀬